



Patent
Attorney's Docket No. 018961-066

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Patent Application of)	
)	
Takehisa MORI et al.)	Group Art Unit: 3739
)	
Application No.: 10/736,610)	Examiner: Unassigned
)	
Filed: December 17, 2003)	Confirmation No.: 4081
)	
For: CENTRIFUGAL BLOOD PUMP)	
APPARATUS)	

SUBMISSION OF CERTIFIED COPY OF PRIORITY DOCUMENT

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

The benefit of the filing date of the following prior foreign application in the following foreign country is hereby requested, and the right of priority provided in 35 U.S.C. § 119 is hereby claimed:

Japanese Patent Application No. 2002-365039

Filed: December 17, 2002

In support of this claim, enclosed is a certified copy of said prior foreign application. Said prior foreign application was referred to in the oath or declaration. Acknowledgment of receipt of the certified copy is requested.

Respectfully submitted,
BURNS, DOANE, SWECKER & MATHIS, L.L.P.

Date: April 2, 2004

By: Matthew L. Schneider
Matthew L. Schneider
Registration No. 32,814

P.O. Box 1404
Alexandria, Virginia 22313-1404
(703) 836-6620

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

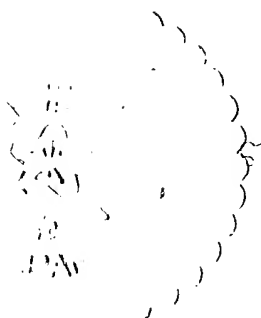
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 2 月 1 7 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 3 6 5 0 3 9
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 2 - 3 6 5 0 3 9]

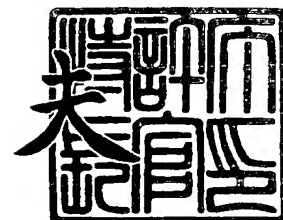
出 願 人 テルモ株式会社
Applicant(s): N T N 株式会社



2 0 0 3 年 1 2 月 1 6 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 1 0 4 4 7 2

【書類名】 特許願

【整理番号】 TP0232

【提出日】 平成14年12月17日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61M 1/10

【発明の名称】 遠心式血液ポンプ装置

【請求項の数】 9

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

【氏名】 森 武寿

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

【氏名】 八重樫 光俊

【特許出願人】

【識別番号】 000109543

【氏名又は名称】 テルモ株式会社

【特許出願人】

【識別番号】 000102692

【氏名又は名称】 N T N株式会社

【代理人】

【識別番号】 100089060

【弁理士】

【氏名又は名称】 向山 正一

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008132

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9006081

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 遠心式血液ポンプ装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 液体流入ポートと液体流出ポートとを有するハウジングと、内部に第 1 の磁性体を備え、前記ハウジング内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラを有する遠心ポンプ部と、前記遠心ポンプ部の前記インペラの第 1 の磁性体を吸引するための磁石を備えるロータと、該ロータを回転させるモータを備えるインペラ回転トルク発生部と、前記ロータ側のハウジング内面もしくは前記インペラの前記ロータ側の面に設けられた動圧溝を備え、前記ハウジングに対して前記動圧溝によりインペラが非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置であって、該遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラの前記第 1 の磁性体もしくは該第 1 の磁性体と別に設けられた第 2 の磁性体を前記ロータの磁石による吸引方向と反対方向に吸引し、前記インペラの浮上を補助するための電磁石を備えることを特徴とする遠心式血液ポンプ装置。

【請求項 2】 前記インペラが備える第 1 の磁性体および該第 1 の磁性体を吸引するために前記ロータが備える磁石はともに複数の永久磁石であり、かつ複数の永久磁石は、ほぼ同一円周上に同一極性となるように配置されており、かつ、前記インペラが備える永久磁石と前記ロータが備える永久磁石、相互に対面する円周上に配置されるとともに極性が逆の極性となっている請求項 1 に記載の遠心式血液ポンプ装置。

【請求項 3】 液体流入ポートと液体流出ポートとを有するハウジングと、内部に第 1 の磁性体を備え、前記ハウジング内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラを有する遠心ポンプ部と、前記遠心ポンプ部の前記インペラの第 1 の磁性体を吸引するとともに該インペラを回転させるために円周上に配置された複数のステーターコイルを備えるインペラ回転トルク発生部と、前記ステーターコイル側のハウジング内面もしくは前記インペラの前記ステーターコイル側の面に設けられた動圧溝を備え、前記ハウジングに対して前記動圧溝によりインペラが非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置であって、該遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラの前記第 1 の磁性体もしくは該第 1 の磁性体

と別に設けられた第2の磁性体を前記ステーターコイルによる吸引方向と反対方向に吸引し、前記インペラの浮上を補助するための電磁石を備えることを特徴とする遠心式血液ポンプ装置。

【請求項4】 前記遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラ回転トルク発生部および前記電磁石を制御するための制御機構を備え、該制御機構は、前記インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて前記電磁石による前記インペラの吸引力を変化させる機能を備えている請求項1ないし3のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

【請求項5】 前記制御機構は、前記インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて前記電磁石による前記インペラの吸引力を変化させることにより、前記インペラと前記ハウジング間の距離をほぼ一定に保持する機能を備えている請求項4に記載の遠心式血液ポンプ装置。

【請求項6】 前記遠心式血液ポンプ装置は、前記モータおよび前記電磁石を制御するための制御機構を備え、前記制御機構は、前記電磁石により前記インペラを所定値以上の力にて吸引した状態にて前記インペラ回転トルク発生部の回転を開始させる回転開始状態制御機能を備えている請求項1ないし5のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

【請求項7】 前記遠心式血液ポンプ装置は、前記モータおよび前記電磁石を制御するための制御機構を備え、前記制御機構は、前記電磁石により前記インペラを所定値以上の吸引力にて吸引した状態にて前記インペラ回転トルク発生部の回転を開始させる回転開始状態制御機能と、インペラ回転トルク発生部の回転開始後、吸引力を前記所定値より低下させるインペラ回転トルク発生部回転後制御機能を備えている請求項1ないし5のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

【請求項8】 前記制御機構は、インペラ回転トルク発生部電流モニタリング機能を備え、前記制御機構は、該インペラ回転トルク発生部電流モニタリング機能により検知される電流値を用いて前記電磁石を制御するものである請求項4ないし7のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

【請求項9】 前記動圧溝は、該動圧溝の角となる部分が少なくとも0.0

5 mm以上のRを持つように面取りされている請求項1ないし8のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血液などの医療用液体を送液するための遠心式血液ポンプ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

最近では、人工心肺装置における体外血液循環に遠心式血液ポンプを使用する例が増加している。遠心ポンプとしては、外部とポンプ内の血液室との物理的な連通を完全に排除し、細菌等の侵入を防止できることにより、外部モータからの駆動トルクを磁気結合を用いて伝達する方式のものが用いられている。

そして、このような遠心式血液ポンプとして、本件出願人は、特開平9-206372号公報に示すものを提案している。

この公報に示されている遠心式血液ポンプ装置は、血液流入ポートと血液流出ポートを有するハウジングと、ハウジング内で回転し、回転時の遠心力によって血液を送液するインペラを有する遠心式血液ポンプ部と、インペラのための非制御式磁気軸受構成部（インペラ回転トルク発生部）と、インペラのための制御式磁気軸受構成部（インペラ位置制御部）とを備え、非制御式磁気軸受構成部および制御式磁気軸受構成部の作用によりインペラは、ハウジング内の所定位置に保持された状態で回転する。さらに、インペラは、底面（下面）に形成された多数の動圧溝を有する。この動圧溝を有するため、インペラ位置制御部の非作動時（言い換えれば、電磁石作動停止時）において、インペラ回転トルク発生部側に吸引されるが、動圧溝とハウジング内面間に形成される動圧軸受効果により、若干であるが、ハウジング内面より離れ、非接触状態にて回転する。

【特許文献1】

特開平9-206372号公報

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

上述の遠心式血液ポンプ装置は、いわゆる磁気浮上タイプのものであって有効な効果を備える。なお、上述のポンプ装置が備える動圧溝は、インペラのための制御式磁気軸受構成部（インペラ位置制御部）不調の際に、インペラ位置制御を停止し、すなわち、インペラを吸引する電磁石の作動を停止した際に作用するものであり、通常の回転時にこの動圧溝を利用するものではない。動圧溝のみによる回転時には、特に低回転数状態において溶血等が生じるおそれもある。そして、磁気浮上ゆえに、インペラ位置センサを設けることが必要であり、装置の小型化に限度があり、さらに、インペラの磁気カップリングのための電力も必要である。

そこで、本発明の目的は、磁気カップリングタイプの遠心式血液ポンプではなく、いわゆる動圧溝を利用して実質的にハウジングにインペラを非接触状態にて回転させる遠心式血液ポンプ装置とすることにより、位置センサを不要とすることにより小型化を可能とするとともに、インペラとハウジング間の距離を確保し溶血の発生を減少させることができる遠心式血液ポンプ装置を提供するものである。

【0004】**【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するものは、以下のものである。

(1) 液体流入ポートと液体流出ポートとを有するハウジングと、内部に第1の磁性体を備え、前記ハウジング内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラを有する遠心ポンプ部と、前記遠心ポンプ部の前記インペラの第1の磁性体を吸引するための磁石を備えるロータと、該ロータを回転させるモータを備えるインペラ回転トルク発生部と、前記ロータ側のハウジング内面もしくは前記インペラの前記ロータ側の面に設けられた動圧溝を備え、前記ハウジングに対して前記動圧溝によりインペラが非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置であって、該遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラの前記第1の磁性体もしくは該第1の磁性体と別に設けられた第2の磁性体を前記ロータの磁石による吸引方向と反対方向に吸引し、前記インペラの浮上を補助するための電磁石を備

える遠心式血液ポンプ装置。

(2) 前記インペラが備える第1の磁性体および該第1の磁性体を吸引するために前記ロータが備える磁石はともに複数の永久磁石であり、かつ複数の永久磁石は、ほぼ同一円周上に同一極性となるように配置されており、かつ、前記インペラが備える永久磁石と前記ロータが備える永久磁石、相互に対面する円周上に配置されるとともに極性が逆の極性となっている上記(1)に記載の遠心式血液ポンプ装置。

【0005】

また、上記目的を達成するものは、以下のものである。

(3) 液体流入ポートと液体流出ポートとを有するハウジングと、内部に第1の磁性体を備え、前記ハウジング内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラを有する遠心ポンプ部と、前記遠心ポンプ部の前記インペラの第1の磁性体を吸引するとともに該インペラを回転させるために円周上に配置された複数のステーターコイルを備えるインペラ回転トルク発生部と、前記ステーターコイル側のハウジング内面もしくは前記インペラの前記ステーターコイル側の面に設けられた動圧溝を備え、前記ハウジングに対して前記動圧溝によりインペラが非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置であって、該遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラの前記第1の磁性体もしくは該第1の磁性体と別に設けられた第2の磁性体を前記ステーターコイルによる吸引方向と反対方向に吸引し、前記インペラの浮上を補助するための電磁石を備える遠心式血液ポンプ装置。

(4) 前記遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラ回転トルク発生部および前記電磁石を制御するための制御機構を備え、該制御機構は、前記インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて前記電磁石による前記インペラの吸引力を変化させる機能を備えている上記(1)ないし(3)のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

(5) 前記制御機構は、前記インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて前記電磁石による前記インペラの吸引力を変化させることにより、前記インペラと前記ハウジング間の距離をほぼ一定に保持する機能を備えている上記(4)に記載の遠心式血液ポンプ装置。

(6) 前記遠心式血液ポンプ装置は、前記モータおよび前記電磁石を制御するための制御機構を備え、前記制御機構は、前記電磁石により前記インペラを所定値以上の力にて吸引した状態にて前記インペラ回転トルク発生部の回転を開始させる回転開始状態制御機能を備えている上記(1)ないし(5)のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

(7) 前記遠心式血液ポンプ装置は、前記モータおよび前記電磁石を制御するための制御機構を備え、前記制御機構は、前記電磁石により前記インペラを所定値以上の吸引力にて吸引した状態にて前記インペラ回転トルク発生部の回転を開始させる回転開始状態制御機能と、インペラ回転トルク発生部の回転開始後、吸引力を前記所定値より低下させるインペラ回転トルク発生部回転後制御機能を備えている上記(1)ないし(5)のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

(8) 前記制御機構は、インペラ回転トルク発生部電流モニタリング機能を備え、前記制御機構は、該インペラ回転トルク発生部電流モニタリング機能により検知される電流値を用いて前記電磁石を制御するものである上記(4)ないし(7)のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

(9) 前記動圧溝は、該動圧溝の角となる部分が少なくとも0.05mm以上のRを持つように面取りされている上記(1)ないし(8)のいずれかに記載の遠心式血液ポンプ装置。

【0006】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の遠心式血液ポンプ装置の制御機構を含む実施例のブロック図である。図2は、本発明の遠心式血液ポンプ装置に使用される遠心式血液ポンプ装置の一例の正面図である。図3は、図2に示した遠心式血液ポンプ装置の平面図である。図4は、図2に示した実施例の遠心式血液ポンプ装置の縦断面図である。図5は、図2の遠心式血液ポンプ装置のA-A線断面図である。図6は、図2の遠心式血液ポンプ装置のA-A線断面図よりインペラを取り外した状態を示す断面図である。

本発明の遠心式血液ポンプ装置1は、液体流入ポート22と液体流出ポート23とを有するハウジング20と、内部に第1の磁性体25を備え、ハウジング2

0内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラ21を有する遠心ポンプ部2と、遠心ポンプ部2のインペラ21の第1の磁性体25を吸引するための磁石33を備えるロータ31と、ロータ31を回転させるモータ34を備えるインペラ回転トルク発生部3と、ロータ31側のハウジング20の内面もしくはインペラ21のロータ31側の面に設けられた動圧溝38を備え、ハウジング20に対して動圧溝38によりインペラ21が非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置である。遠心式血液ポンプ装置1は、インペラ21の第1の磁性体25もしくは第1の磁性体25と別に設けられた第2の磁性体28をロータ31の磁石33による吸引方向と反対方向に吸引し、インペラ21の浮上を補助するための電磁石41を備えている。

【0007】

この遠心式血液ポンプ装置1は、磁気浮上ではなく、動圧溝によりインペラを実質的にハウジングに対して非接触状態にて回転させるものであり、インペラのための位置センサは不要であり、装置の小型化が可能となる。さらに、インペラ21の浮上を補助するための電磁石41を備えているので、動圧溝を備えるハウジングとインペラ間の距離を確保することができ、溶血の発生を少ないものとしてことができ、かつ、電磁石はあくまでインペラの浮上を補助する程度のため消費電力も少ない。

図2ないし図6に示すように、この実施例の遠心式血液ポンプ装置1は、血液流入ポート22と血液流出ポート23を有するハウジング20と、ハウジング20内で回転し、回転時の遠心力によって血液を送液するインペラ21を有する遠心式血液ポンプ部2と、インペラ21のためのインペラ回転トルク発生部3と、インペラ21のための補助吸引制御部4とを備える。

インペラ21は、図4に示すように、回転時に動圧溝により発生する圧力により、ハウジング内面に接触することなく回転する。特に、このポンプ装置1では、電磁石によりインペラをロータと反対方向に吸引するため、通常の動圧溝により得られるインペラとハウジング間距離よりもさらに離間した状態にて回転する。

【0008】

ハウジング 20 は、血液流入ポート 22 と血液流出ポート 23 とを備え、非磁性材料により形成されている。ハウジング 20 内には、血液流入ポート 22 および血液流出ポート 23 と連通する血液室 24 が形成されている。このハウジング 20 内には、インペラ 21 が収納されている。血液流入ポート 22 は、ハウジング 20 の上面の中央付近よりほぼ垂直に突出するように設けられている。血液流出ポート 23 は、図 3 および図 5 に示すように、ほぼ円筒状に形成されたハウジング 20 の側面より接線方向に突出するように設けられている。

図 5 に示すように、ハウジング 20 内に形成された血液室 24 内には、中央に貫通口を有する円板状のインペラ 21 が収納されている。インペラ 21 は、図 4 に示すように、下面を形成するドーナツ板状部材（下部シュラウド）27 と、上面を形成する中央が開口したドーナツ板状部材（上部シュラウド）28 と、両者間に形成された複数（例えば、7 つ）のベーン 18 を有する。そして、下部シュラウドと上部シュラウドの間には、隣り合うベーン 18 で仕切られた複数（7 つ）の血液通路 26 が形成されている。血液通路 26 は、図 5 に示すように、インペラ 21 の中央開口と連通し、インペラ 21 の中央開口を始端とし、外周縁まで徐々に幅が広がるように延びている。言い換えれば、隣り合う血液通路 26 間にベーン 18 が形成されている。なお、この実施例では、それぞれの血液通路 26 およびそれぞれのベーン 18 は、等角度間隔にかつほぼ同じ形状に設けられている。

そして、図 4 に示すように、インペラ 21 には、複数（例えば、14 ～ 24 個）の第 1 の磁性体 25（永久磁石、従動マグネット）が埋設されている。この実施例では、第 1 の磁性体 25 は、下部シュラウド 27 内に埋設されている。埋設された磁性体 25（永久磁石）は、後述するインペラ回転トルク発生部 3 のロータ 31 に設けられた永久磁石 33 によりインペラ 21 を血液流入ポート 22 と反対側に吸引され、ロータとのカップリングおよび回転トルクをインペラ回転トルク発生部より伝達するために設けられている。

【0009】

また、この実施例のようにある程度の個数の磁性体 25 を埋設することにより、後述するロータ 31 との磁氣的結合も十分に確保できる。磁性体 25（永久磁

石)の形状としては、円形であることが好ましい。あるいは、リング状のマグネットを多極(例えば、24極)に分極したもの、言い換えれば、複数の小さな磁石を磁極が交互もしくは同一となるように、かつ、リング状に並べたものでもよい。

また、インペラ21は、上部シュラウドそのものもしくは上部シュラウド内に設けられた第2の磁性体28を備える。この実施例では、上部シュラウドの全体が、磁性体28により形成されている。磁性体28は、インペラ補助吸引部の電磁石41によりインペラ21をロータ31と反対側、言い換えれば血液流入ポート22側に吸引するために設けられている。磁性体28としては、磁性ステンレス等が使用される。

【0010】

インペラ21は、ロータ31側に吸引されるとともに電磁石41によりインペラ21をロータ31と反対方向に吸引するため、通常の動圧溝により得られるインペラとハウジング間距離よりもさらに離間した非接触状態にてハウジング20内を回転する。

インペラ回転トルク発生部3は、図4に示すように、ハウジング20内に収納されたロータ31とロータ31を回転させるためのモータ34を備える。ロータ31は、血液ポンプ部2側の面に設けられた複数の永久磁石33を備える。ロータ31の中心は、モータ34の回転軸に固定されている。永久磁石33は、インペラ21の永久磁石25の配置形態(数および配置位置)に対応するように、複数かつ等角度ごとに設けられている。

【0011】

また、インペラとモータ間の永久磁石のカップリングにおいて、外力によりカップリングが外れ、インペラとモータ間が脱調しても必ず両者間に吸引力が発生するように永久磁石を配置することが好ましい。このようにすることにより、カップリングが外れ、インペラとモータ間が脱調しても、両者間に吸引力が発生しているため、カップリングが容易に復帰する。

例えば、図8に示すように、インペラ21が備える第1の磁性体および第1の磁性体を吸引するためにロータ31が備える磁石とともに複数の永久磁石25、

33であり、かつ複数の永久磁石25、33は、それぞれがほぼ同一円周上に同一極性となるように配置されている。さらに、インペラ21が備える永久磁石25とロータ31が備える永久磁石33は、相互に対面する円周上に配置されるとともに極性が逆の極性とすることが考えられる。つまり、インペラ21が備える永久磁石25とこれを吸引するためにロータ31が備える永久磁石33は、相互に対面する円周上に配置した永久磁石の極性が逆の極性であり、かつインペラ内及びローラにおいて円周上においては同一極性とすることである。

【0012】

具体的には、図8に示すように、インペラ21に同一極性の複数の永久磁石25a（例えば、N極）を同一円周上に配置する。そして、ロータ31には、上記のインペラに設けられた永久磁石25aと対応するように、同一極性かつ永久磁石25aと極性が異なる複数の永久磁石33a（例えば、S極）を永久磁石25aが配置された円周とほぼ同じ直径となる円周上に配置する。複数の永久磁石25aは、インペラ21の中心軸に対して等角度となるように配置されることが好ましい。複数の永久磁石33aは、ロータ31の中心軸に対して等角度となるように配置されることが好ましい。また、複数の永久磁石25aの配置角度と複数の永久磁石33aの配置角度は、同じもしくは一方の配置角度に対して他方の配置角度が整数倍となっていることが好ましい。

【0013】

さらに、図8に示すように、インペラ21は、上述した永久磁石25aが配置された円周より内側となる円周上に同一極性かつ永久磁石25aと極性の異なる永久磁石25b（例えば、S極）が複数配置されていることが好ましい。また、ロータ31には、上記のインペラに設けられた永久磁石25bと対応するように、同一極性かつ永久磁石25bと極性が異なる複数の永久磁石33b（例えば、N極）を永久磁石25bが配置された円周とほぼ同じ直径となる円周上に配置することが好ましい。複数の永久磁石25bは、インペラ21の中心軸に対して等角度となるように配置されることが好ましい。複数の永久磁石33bは、ロータ31の中心軸に対して等角度となるように配置されることが好ましい。また、複数の永久磁石25bの配置角度と複数の永久磁石33bの配置角度は、同じもし

くは一方の配置角度に対して他方の配置角度が整数倍となっていることが好ましい。

【0014】

インペラ補助吸引部 4 は、図 3 および図 4 に示すように、インペラの磁性体 28 を吸引するための固定された少なくとも 1 つの電磁石 41 を備えている。具体的には、ハウジング 20 内に収納された複数の電磁石 41 を有する。また、複数の電磁石 41 は、それぞれ等角度間隔にて設けられている。電磁石 41 は、鉄心とコイルからなる。電磁石 41 は、この実施例では、6 個設けられている。電磁石 41 は、1～8 個が好ましい。

そして、この実施例の遠心式血液ポンプ装置 1 では、ハウジング 20 は、図 6 に示すように、インペラ 21 を収納するとともに血液室 24 を形成するハウジング内面を備え、ロータ 31 側のハウジング内面 20a に設けられた動圧溝 38 を備えている。そして、インペラ 21 は、所定以上の回転数により回転することにより発生する動圧溝 38 とインペラ 21 間に形成される動圧軸受効果により、非接触状態にて回転する。

【0015】

動圧溝 38 は、図 6 に示すように、インペラ 21 の底面（ロータ側面）に対応する大きさに形成されている。この実施例のポンプ装置 1 では、ハウジング内面 20a の中心より若干離間した円形部分の周縁（円周）上に一端を有し、渦状に（言い換えれば、湾曲して）ハウジング内面 20a の外縁付近まで、幅が徐々に広がるように延びている。また、動圧溝 38 は複数個設けられており、それぞれの動圧溝 38 はほぼ同じ形状であり、かつほぼ同じ間隔に配置されている。動圧溝 38 は、凹部であり、深さとしては、0.005～0.4 mm 程度が好適である。動圧溝としては、6～36 個程度設けることが好ましい。この実施例では、12 個の動圧溝がインペラの中心軸に対して等角度に配置されている。

なお、動圧溝は、ハウジング側ではなくインペラ 21 のロータ側の面に設けてもよい。この場合も上述した動圧溝と同様の構成とすることが好ましい。

【0016】

このような動圧溝を有するため、インペラ回転トルク発生部 3 側に吸引される

が、動圧溝 38 とインペラ 21 の底面間（もしくは動圧溝とハウジング内面間）に形成される動圧軸受効果により、若干であるが、ハウジング内面より離れ、非接触状態にて回転し、インペラの下面とハウジング内面間に血液流路を確保するため、両者間での血液滞留およびそれに起因する血栓の発生を防止する。さらに、通常状態において、動圧溝が、インペラの下面とハウジング内面間において攪拌作用を発揮するので、両者間における部分的な血液滞留の発生を防止する。

さらに、動圧溝 38 は、図 7 に示すように、その角となる部分 38a が少なくとも 0.05 mm 以上の R を持つように面取りされていることが好ましい。このようにすることにより、溶血の発生をより少ないものとすることができる。

【0017】

次に、本発明の他の実施例の遠心式血液ポンプ装置について説明する。

図 9 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置の制御機構を含む実施例のブロック図である。図 10 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置に使用される遠心式血液ポンプ装置の一例の正面図である。図 11 は、図 10 に示した実施例の遠心式血液ポンプ装置の縦断面図である。図 12 は、図 10 の遠心式血液ポンプ装置の B-B 線断面図である。図 13 は、図 10 の遠心式血液ポンプ装置の底面図である。なお、図 10 に示した実施例の遠心式血液ポンプ装置の平面図は、図 3 と同じであり、図 10 の遠心式血液ポンプ装置の B-B 線断面図よりインペラを取り外した状態の断面は、図 6 と同じであるのでそれらを参照する。

この実施例の遠心式血液ポンプ装置 50 は、液体流入ポート 22 と液体流出ポート 23 とを有するハウジング 20 と、内部に第 1 の磁性体 25 を備え、ハウジング 20 内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラ 21 を有する遠心ポンプ部 2 と、遠心ポンプ部 2 のインペラ 21 の第 1 の磁性体 25 を吸引するとともにインペラ 21 を回転させるために円周上に配置された複数のステーターコイル 61 を備えるインペラ回転トルク発生部 3 と、ステーターコイル 61 側のハウジング 21 の内面もしくはインペラ 21 のステーターコイル 61 側の面に設けられた動圧溝 38 を備え、ハウジング 20 に対して動圧溝 38 によりインペラ 21 が非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置である。遠心式血液ポンプ装置 50 は、インペラ 21 の第 1 の磁性体 25 もしくは第 1 の磁性体 25

と別に設けられた第2の磁性体28をステーターコイル61による吸引方向と反対方向に吸引し、インペラ21の浮上を補助するための電磁石41を備えている。

【0018】

図11に示すように、この実施例の遠心式血液ポンプ装置50は、血液流入ポート22と血液流出ポート23を有するハウジング20と、ハウジング20内で回転し、回転時の遠心力によって血液を送液するインペラ21を有する遠心式血液ポンプ部2と、インペラ21のためのインペラ回転トルク発生部3と、インペラ21のための補助吸引制御部4とを備える。

この実施例のポンプ装置50と上述した実施例のポンプ装置1との実質的な相違は、インペラ回転トルク発生部3の機構のみである。この実施例のポンプ装置1におけるインペラ回転トルク発生部3では、いわゆるロータを備えず、直接インペラを駆動するタイプとなっている。

【0019】

インペラ21は、回転時に動圧溝により発生する圧力により、ハウジング内面に接触することなく回転する。特に、このポンプ装置50では、電磁石によりインペラをロータと反対方向に吸引するため、通常の動圧溝により得られるインペラとハウジング間距離よりもさらに離間した状態にて回転する。

ハウジング20は、血液流入ポート22と血液流出ポート23とを備え、非磁性材料により形成されている。ハウジング20内には、血液流入ポート22および血液流出ポート23と連通する血液室24が形成されている。このハウジング20内には、インペラ21が収納されている。血液流入ポート22は、ハウジング20の上面の中央付近よりほぼ垂直に突出するように設けられている。血液流出ポート23は、図3および図12に示すように、ほぼ円筒状に形成されたハウジング20の側面より接線方向に突出するように設けられている。

【0020】

図11に示すように、ハウジング20内に形成された血液室24内には、中央に貫通口を有する円板状のインペラ21が収納されている。インペラ21は、図11に示すように、下面を形成するドーナツ板状部材（下部シュラウド）27と

、上面を形成する中央が開口したドーナツ板状部材（上部シュラウド）28と、両者間に形成された複数（例えば、7つ）のベーン18を有する。そして、下部シュラウドと上部シュラウドの間には、隣り合うベーン18で仕切られた複数（7つ）の血液通路26が形成されている。血液通路26は、図12に示すように、インペラ21の中央開口と連通し、インペラ21の中央開口を始端とし、外周縁まで徐々に幅が広がるように延びている。言い換えれば、隣り合う血液通路26間にベーン18が形成されている。なお、この実施例では、それぞれの血液通路26およびそれぞれのベーン18は、等角度間隔にかつほぼ同じ形状に設けられている。

【0021】

そして、図12に示すように、インペラ21には、複数（例えば、6～12個）の第1の磁性体25（永久磁石、従動マグネット）が埋設されている。この実施例では、第1の磁性体25は、下部シュラウド27内に埋設されている。埋設された磁性体25（永久磁石）は、後述するインペラ回転トルク発生部3のステーターコイル61によりインペラ21を血液流入ポート22と反対側に吸引され、ステーターコイル61の作動とカップリングするとともに回転トルクを伝達するために設けられている。

また、この実施例のようにある程度の個数の磁性体25を埋設することにより、後述するステーターコイル61との磁氣的結合も十分に確保できる。磁性体25（永久磁石）の形状としては、略台形状であることが好ましい。磁性体25は、リング状、板状のいずれでもよい。また、磁性体25の数および配置形態は、ステーターコイルの数および配置形態に対応していることが好ましい。複数の磁性体25は、磁極が交互に異なるように、かつ、インペラの中心軸に対してほぼ等角度となるように円周上に配置されている。

【0022】

また、インペラ21は、上部シュラウドそのものもしくは上部シュラウド内に設けられた第2の磁性体28を備える。この実施例では、上部シュラウドの全体が、磁性体28により形成されている。磁性体28は、インペラ補助吸引部の電磁石41によりインペラ21をステーターコイル61と反対側、言い換えれば血

液流入ポート 22 側に吸引するために設けられている。磁性体 28 としては、磁性ステンレス等が使用される。

インペラ 21 は、ステーターコイル側に吸引されるとともに電磁石によりインペラをステーターコイルと反対方向に吸引するため、通常の動圧溝により得られるインペラとハウジング間距離よりもさらに離間した非接触状態にてハウジング 20 内を回転する。

インペラ回転トルク発生部 3 は、図 11 および図 13 に示すように、ハウジング 20 内に収納された複数のステーターコイル 61 を備える。ステーターコイル 61 は、円周上にはほぼその円周の中心軸に対して等角度となるように複数配置されている。具体的には、6 個のステーターコイルが用いられている。また、ステーターコイルとしては、多層巻きのステーターコイルが用いられる。各ステーターコイル 61 に流れる電流の方向を切り換えることにより、回転磁界が発生し、この回転磁界により、インペラは吸引されるとともに回転する。

インペラ補助吸引部 4 については、上述した実施例の遠心式血液ポンプ装置 1 と同じであるので、上述した説明を参照するものとする。

【0023】

また、この実施例の遠心式血液ポンプ装置 50 においても、ハウジング 20 は、図 6 に示すように、インペラ 21 を収納するとともに血液室 24 を形成するハウジング内面を備え、ステーターコイル 61 側のハウジング内面 20a に設けられた動圧溝 38 を備えている。そして、インペラ 21 は、所定以上の回転数により回転することにより発生する動圧溝 38 とインペラ 21 間に形成される動圧軸受効果により、非接触状態にて回転する。動圧溝 38 については、上述した実施例の遠心式血液ポンプ装置 1 と同じであるので、上述した説明を参照するものとする。また、動圧溝は、ハウジング側ではなくインペラ 21 のステーターコイル側の面に設けてもよい。この場合も上述した動圧溝と同様の構成とすることが好ましい。さらに、動圧溝 38 は、図 7 に示すように、その角となる部分 38a が少なくとも 0.05 mm 以上の R を持つように面取りされていることが好ましい。このようにすることにより、溶血の発生をより少ないものとすることができる。

【0024】

また、上述した実施例の遠心式血液ポンプ装置には、制御機構6を設けることが好ましい。

遠心式血液ポンプ装置1に用いられる制御機構6について、図1および図9を用いて説明する。

図1に示す実施例の遠心式血液ポンプ装置1の制御機構6は、インペラ回転トルク発生部3のモータ34のためのパワーアンプ52、モータ制御回路53、モータ電流モニタリング部55、電磁石41のためのパワーアンプ54、電磁石制御回路56、電磁石電流モニタリング部57、制御部51を備える。なお、モータ電流モニタリング機能は、制御部51が備えるものとしてもよい。

図9に示す実施例の遠心式血液ポンプ装置50の制御機構6は、インペラ回転トルク発生部3のステーターコイル61のためのパワーアンプ62、ステーターコイル制御回路63、ステーターコイル電流モニタリング部64、電磁石41のためのパワーアンプ54、電磁石制御回路56、電磁石電流モニタリング部57、制御部51を備える。なお、ステーターコイル電流モニタリング機能は、制御部51が備えるものとしてもよい。

【0025】

そして、制御機構6は、インペラ回転トルク発生部（具体的には、モータまたはステーターコイル）および電磁石41を制御する。特に、制御機構6は、インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて電磁石41によるインペラの吸引力を変化させる機能を備えていることが好ましい。また、制御機構6は、インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて電磁石41によるインペラ21の吸引力を変化させることにより、インペラとハウジング間の距離をほぼ一定に保持する機能を備えていることが好ましく、この距離は50～150 μ mが好ましい。具体的には、遠心式血液ポンプ装置1、50は、インペラ回転トルク発生部電流モニタリング機能を備え、制御機構6は、インペラ回転トルク発生部電流モニタリング機能により検知されるモータ電流値を用いて前記電磁石を制御するものである。

インペラ回転トルク発生部（具体的には、モータまたはステーターコイル）の回転数に応じて電磁石によるインペラの吸引力を変化させるのは、動圧溝によっ

て負荷容量が発生するためである。負荷容量とは軸受の用語であり力の次元を持つ。電磁石の吸引力と同じ方向に作用する。この負荷容量は、動圧溝の形状が単純な段付き溝の場合、2次元の理論解析（動圧溝の断面形状のみを考慮し、その断面と直交する長さ方向は断面の幅に十分長いとして行う解析）によると、流体の粘度と回転数に比例する。

【0026】

上述した実施例の遠心式血液ポンプ装置1、50では、1) インペラとモータ間にはカップリング力（ポンプ装置1では永久磁石により、ポンプ装置50ではステーターコイルによる）が働き、2) インペラと電磁石間には電磁石による吸引力と動圧溝による負荷容量が働く。

1) の力と2) の力が釣り合う位置にて、インペラはハウジング内にて浮上し回転する。インペラとハウジング間の距離は、溶血の発生の十分に少ない距離とすることが好ましいが、距離を多くとるためには、電磁石電流を高くしなければならない。そこで、インペラとハウジング間の距離は、動圧溝のみによる得られる距離より大きくかつ許容できる小さな値とすることが消費電力の点より望ましい。そこで、インペラとハウジング間の距離が許容できる小さな値において釣り合うように制御することが必要となる。つまり、1) の力が一定の場合には、2) の力を回転数が変わっても一定にする必要がある。2) の力は、電磁石の吸引力と負荷容量の和であるから、回転数によって負荷容量が変化した場合、電磁石の吸引力を変えることで和を一定にすれば、目的とする浮上位置を確保することができる。具体的には、2) の力における負荷容量はインペラの回転数により増加するので、電磁石の吸引力（言い換えれば、電磁石電流）を低下させても、目的とする浮上位置を確保することができ、消費電力が少ないものとなる。

【0027】

次に、前述した、動圧溝の形状が単純な段付き溝の場合の2次元の理論解析結果を記す。

図15の形状（溝の断面方向の長さはLとする）の動圧溝の場合を考えると、圧力pは、

領域1 ($0 < x < B_0$) の場合: $p = (P_m / B_0) x$

領域 2 ($B_0 < x < B$) の場合: $p = [P_m / (B - B_0)] x$

となる (p の y 方向の変化は十分小さく、無視できる)。ここで、

$$P_m = 6 \mu U (h_1 - h_2) / [h_1^3 / B_0 + h_2^3 / (B - B_0)]$$

である。式中の μ 、 U はそれぞれ、流体の粘度、インペラの半径方向速度 (回転数に比例) である。

したがって、負荷容量 W は、

$$\begin{aligned} W &= \int_0^B p \, dx \\ &= L B P_m / 2 \end{aligned}$$

である。この W を $\mu U L B^2$ で除して無次元化した $Wd-less$ は、

$$\begin{aligned} Wd-less &= W h_2^2 / (\mu U L B^2) \\ &= 3 s (1-s) (a-1) / [a^3 (1-s) + s] \end{aligned}$$

である。ここで、 a 、 s は、

$$a = h_1 / h_2 \quad s = B_0 / B$$

である。すると、 a 、 s についての $Wd-less$ の変化は、図 16 のようになり、所望の h_1 、 h_2 にするときに最大の負荷容量が得られる (効率の良い) s (B_0 と B の比) が存在することがわかる。したがって動圧溝の形状パラメータ:

$$h_1 - h_2$$

$$B, B_0, L$$

を適値に設定することで、十分な負荷容量を得ることができ、結果として電磁石の吸引力を抑えた省電力の血液ポンプを提供できる。

【0028】

また、制御機構 6 は、電磁石 41 によりインペラ 21 を所定値以上の力にて吸引した状態にてインペラ回転トルク発生部による回転を開始させる回転開始状態制御機能を備えていることが好ましい。さらに、制御機構 6 は、電磁石 41 によりインペラ 21 を所定値以上の吸引力にて吸引した状態にてインペラ回転トルク発生部 3 による回転を開始させる回転開始状態制御機能と、インペラ回転トルク発生部 3 の回転開始後、吸引力を前記所定値より低下させるインペラ回転トルク発生部回転後制御機能を備えていることが好ましい。このインペラ回転トルク発生部回転後制御機能は、インペラ回転トルク発生部 3 の回転数に応じて電磁石に

よるインペラの吸引力を変化させるものであることが好ましい。

さらに、制御機構 6 は、インペラ 21 とインペラ回転トルク発生部 3 とのカップリングが外れる、いわゆる脱調状態を検出する機能を備えることが好ましい。さらに、脱調検出後に作動する再カップリング機能を備えることが好ましい。

【0029】

具体的には、制御部 51 は、電磁石電流モニタリング部 57 からの出力を用いて脱調状態であることを判断する脱調検出機能と、脱調検出後に作動する際カップリング機能を備えている。再カップリング機能としては、例えば、脱調検出後に、モータおよび電磁石 41 を一旦停止させた後、電磁石 41 のみを作動させて、続いてインペラ回転トルク発生部による回転を開始するように行うことが好ましい。なお、脱調の判断は、最低インペラ回転トルク発生部電流値を制御部が記憶しその値より低い場合に脱調と判断することが考えられる。また、脱調の判断は、インペラ回転トルク発生部 3 による回転数に対してインペラ回転トルク発生部電流が所定値より小さいことにより判断するものであってもよい。具体的には、所定のモータ回転数（例えば、1000rpm）におけるモータ電流値（例えば、0.12A）を記憶しており、実際のモータ回転状態が、上記の回転数より大きいにもかかわらずモータ電流が上記のモータ電流値より小さい場合に、インペラとロータのカップリング離脱と判断する。

【0030】

次に、この実施例の遠心式血液ポンプ装置 1 の作用を図 14 に示すフローチャートを用いて説明する。

遠心式血液ポンプ装置 1 がスタートすると、最初に電磁石が作動し、インペラ 21 をインペラ回転トルク発生部 3（具体的には、ロータまたはステーターコイル）と反対側に吸引力を与える。そして、電磁石電流値が所定値に到達した後に、インペラ回転トルク発生部 3 により回転、具体的にはモータの回転が開始され、インペラ 21 は回転する。電磁石電流の印加方法は、矩形波形電流のデューティ比を変えることで電磁石 41 による吸引力を調整する方法もある。そして、インペラ回転トルク発生部 3 による回転数に対応して電磁石電流の制御が行われる。具体的には、インペラ 21 の回転数の増加による負荷容量の増加に起因する

インペラ 21 のハウジング内面からの離間分、電磁石電流を低下させて、電磁石 41 によるインペラ 21 の吸引力を低下させる。またこの、電磁石電流制御と並行して、常時モータ電流が所定範囲内であるかどうか検知しており、所定値範囲外であると脱調と判断し、モータ 34 および電磁石 41 を一旦停止させる。そして、電磁石のみを作動させて、通常の作動に移行する。

【0031】

【発明の効果】

本発明の遠心式血液ポンプ装置は、液体流入ポートと液体流出ポートとを有するハウジングと、内部に第 1 の磁性体を備え、前記ハウジング内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラを有する遠心ポンプ部と、前記遠心ポンプ部の前記インペラの第 1 の磁性体を吸引するための磁石を備えるロータと、該ロータを回転させるモータを備えるインペラ回転トルク発生部と、前記ロータ側のハウジング内面もしくは前記インペラの前記ロータ側の面に設けられた動圧溝を備え、前記ハウジングに対して前記動圧溝によりインペラが非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置であって、該遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラの前記第 1 の磁性体もしくは該第 1 の磁性体と別に設けられた第 2 の磁性体を前記ロータの磁石による吸引方向と反対方向に吸引し、前記インペラの浮上を補助するための電磁石を備えている。

このため、いわゆる動圧溝を利用して実質的にハウジングにインペラを非接触状態にて回転させる遠心式血液ポンプ装置であっても、効果的にインペラの浮上を補助し、ハウジング間の距離を確保でき、溶血の発生を減少させることができる。また、磁気カップリングタイプの遠心式血液ポンプ装置に比べて、位置センサが不要となり、小型化および低消費電力とすることができる。

【0032】

また、本発明の遠心式血液ポンプ装置は、液体流入ポートと液体流出ポートとを有するハウジングと、内部に第 1 の磁性体を備え、前記ハウジング内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラを有する遠心ポンプ部と、前記遠心ポンプ部の前記インペラの第 1 の磁性体を吸引するとともに該インペラを回転させるために円周上に配置された複数のステーターコイルを備えるインペラ

回転トルク発生部と、前記ステーターコイル側のハウジング内面もしくは前記インペラの前記ステーターコイル側の面に設けられた動圧溝を備え、前記ハウジングに対して前記動圧溝によりインペラが非接触状態にて回転する遠心式血液ポンプ装置であって、該遠心式血液ポンプ装置は、前記インペラの前記第1の磁性体もしくは該第1の磁性体と別に設けられた第2の磁性体を前記ステーターコイルによる吸引方向と反対方向に吸引し、前記インペラの浮上を補助するための電磁石を備えている。

このため、いわゆる動圧溝を利用して実質的にハウジングにインペラを非接触状態にて回転させる遠心式血液ポンプ装置であっても、効果的にインペラの浮上を補助し、ハウジング間の距離を確保でき、溶血の発生を減少させることができる。また、磁気カップリングタイプの遠心式血液ポンプ装置に比べて、位置センサが不要となり、小型化および低消費電力とすることができる。

【0033】

また、前記遠心式血液ポンプ装置は、前記モータおよび前記電磁石を制御するための制御機構を備え、かつ、制御機構は、前記インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて前記電磁石による前記インペラの吸引力を変化させる機能を備えているものであれば、省電力において、インペラとハウジング間に溶血の発生の少ない距離を確保することができる。

また、前記制御機構は、前記インペラ回転トルク発生部の回転数に応じて前記電磁石による前記インペラの吸引力を変化させることにより、前記インペラと前記ハウジング間の距離をほぼ一定に保持する機能を備えているものとすれば、省電力において、インペラとハウジング間に溶血の発生の少ない距離を確保することができる。

【0034】

また、前記制御機構は、前記電磁石により前記インペラを所定値以上の力にて吸引した状態にて前記インペラ回転トルク発生部の回転を開始させる回転開始状態制御機能を備えているものであれば、インペラの良い回転開始を行うことができるとともに、回転初期におけるインペラとハウジング間に位置する血液の溶血を防止できる。

また、前記制御機構は、前記電磁石により前記インペラを所定値以上の吸引力にて吸引した状態にて前記インペラ回転トルク発生部の回転を開始させる回転開始状態制御機能と、インペラ回転トルク発生部の回転開始後、吸引力を前記所定値より低下させるインペラ回転トルク発生部回転後制御機能を備えているものであれば、インペラの良好な回転開始、回転初期におけるインペラとハウジング間に位置する血液の溶血を防止できるとともに、省電力において、インペラとハウジング間に溶血の発生の少ない距離を確保することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

図 1 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置の制御機構を含む実施例のブロック図である。

【図 2】

図 2 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置に使用される遠心式血液ポンプ装置の一例の正面図である。

【図 3】

図 3 は、図 2 に示した遠心式血液ポンプ装置の平面図である。

【図 4】

図 4 は、図 2 に示した実施例の遠心式血液ポンプ装置の縦断面図である。

【図 5】

図 5 は、図 2 の遠心式血液ポンプ装置の A-A 線断面図である。

【図 6】

図 6 は、図 2 の遠心式血液ポンプ装置の A-A 線断面図よりインペラを取り外した状態を示す断面図である。

【図 7】

図 7 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置の動圧溝の角部の形状を説明するための説明図である。

【図 8】

図 8 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置に用いられるインペラとロータとの磁気カップリング形態を説明するための説明図である。

【図 9】

図 9 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置の制御機構を含む実施例のブロック図である。

【図 10】

図 10 は、本発明の遠心式血液ポンプ装置に使用される遠心式血液ポンプ装置の一例の正面図である。

【図 11】

図 11 は、図 10 に示した実施例の遠心式血液ポンプ装置の縦断面図である。

【図 12】

図 12 は、図 10 の遠心式血液ポンプ装置の B-B 線断面図である。

【図 13】

図 13 は、図 10 の遠心式血液ポンプ装置の底面図である。

【図 14】

図 14 は、本発明の一実施例の遠心式血液ポンプ装置の作用を説明するためのフローチャートである。

【図 15】

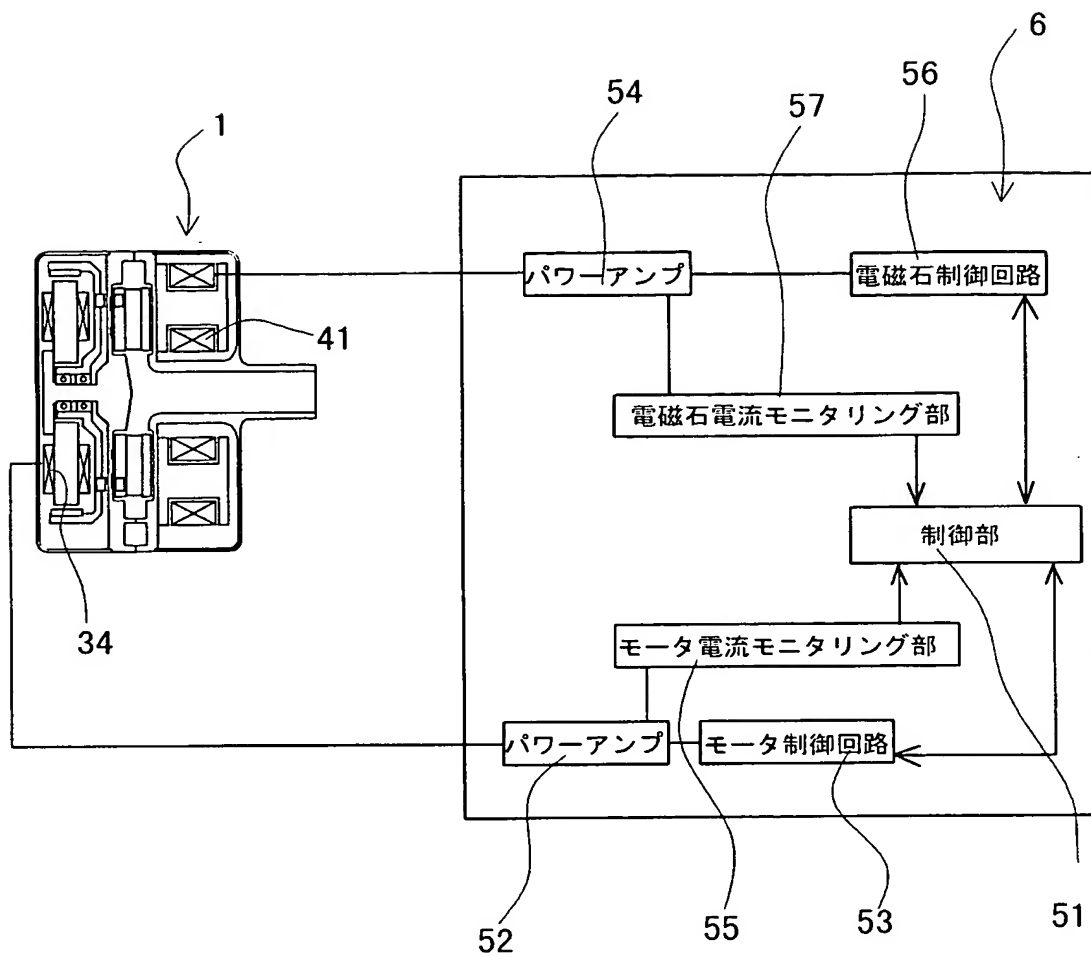
図 15 は、動圧溝に関する二次元の理論解析過程を説明するための説明図である。

【図 16】

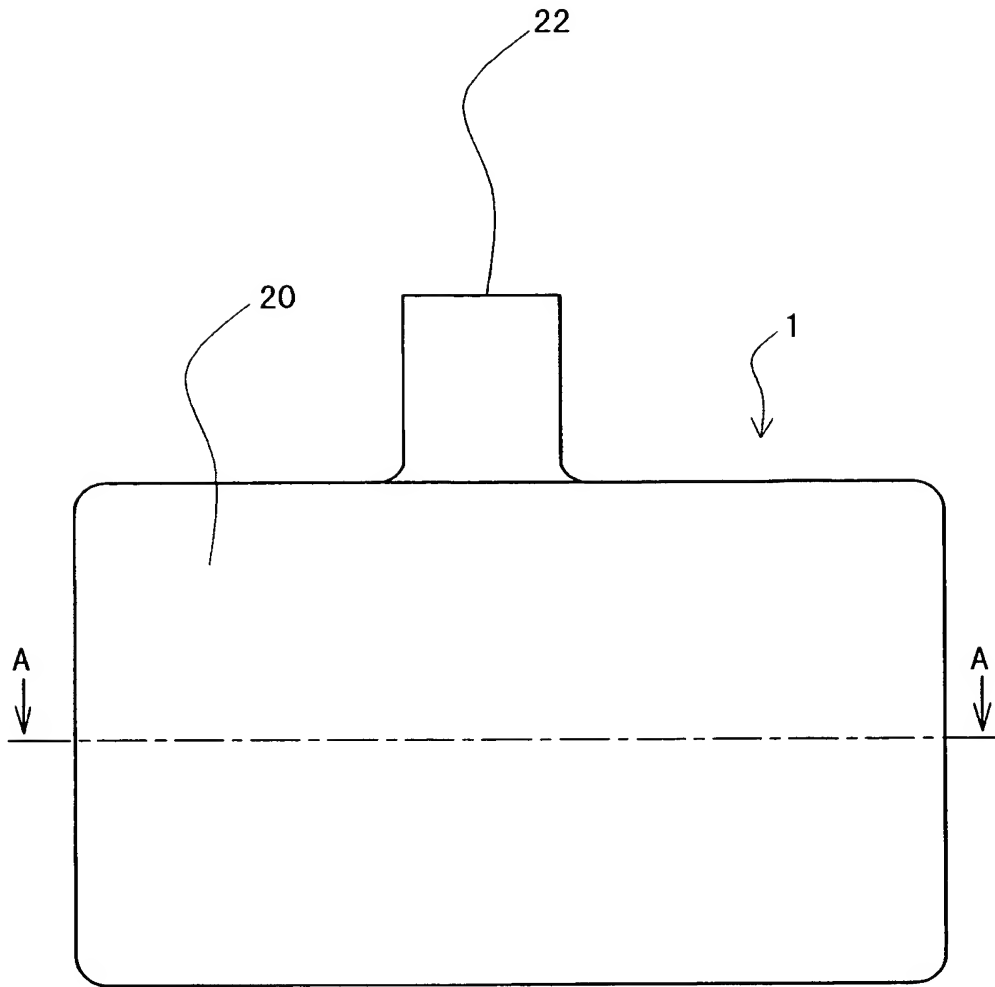
図 16 は、動圧溝に関する二次元の理論解析結果を説明するための説明図である。

【書類名】 図面

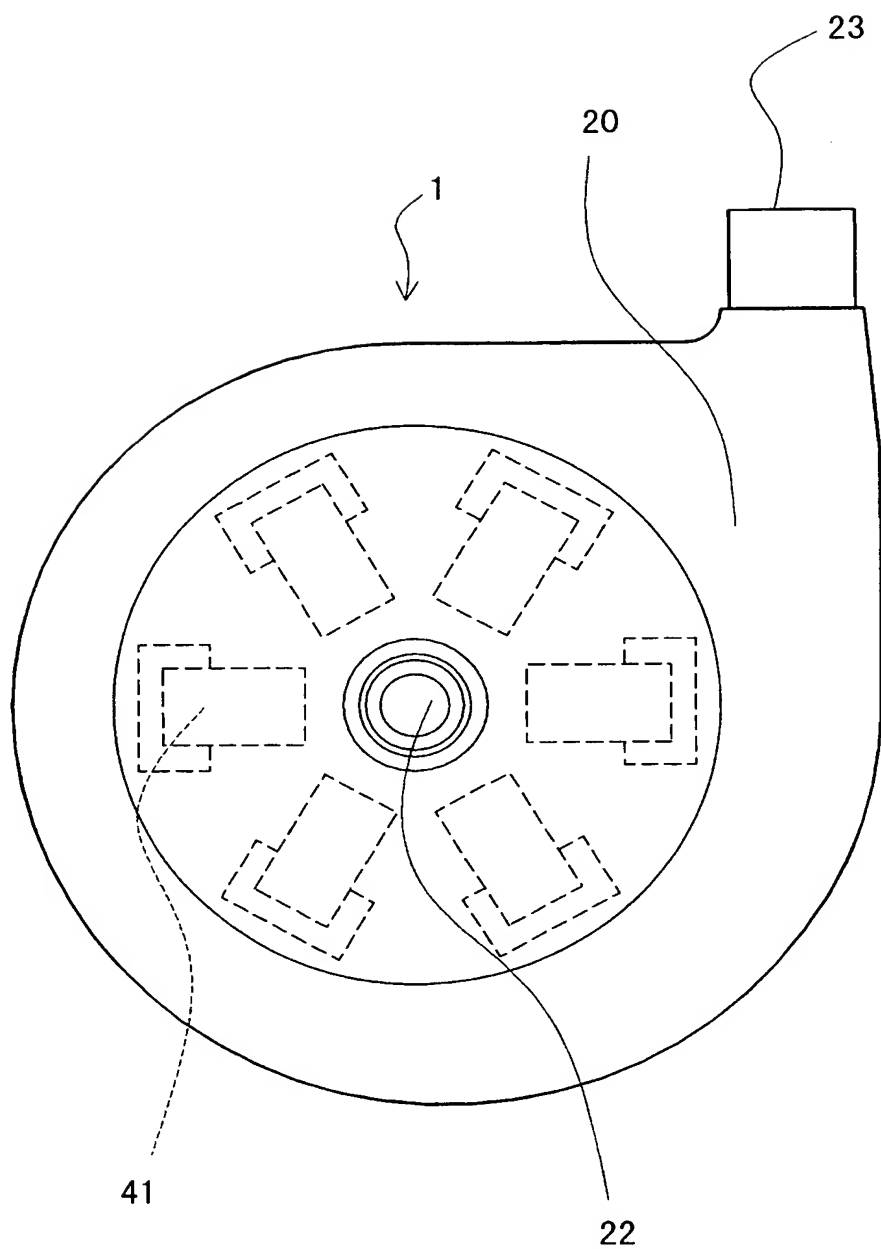
【図 1】



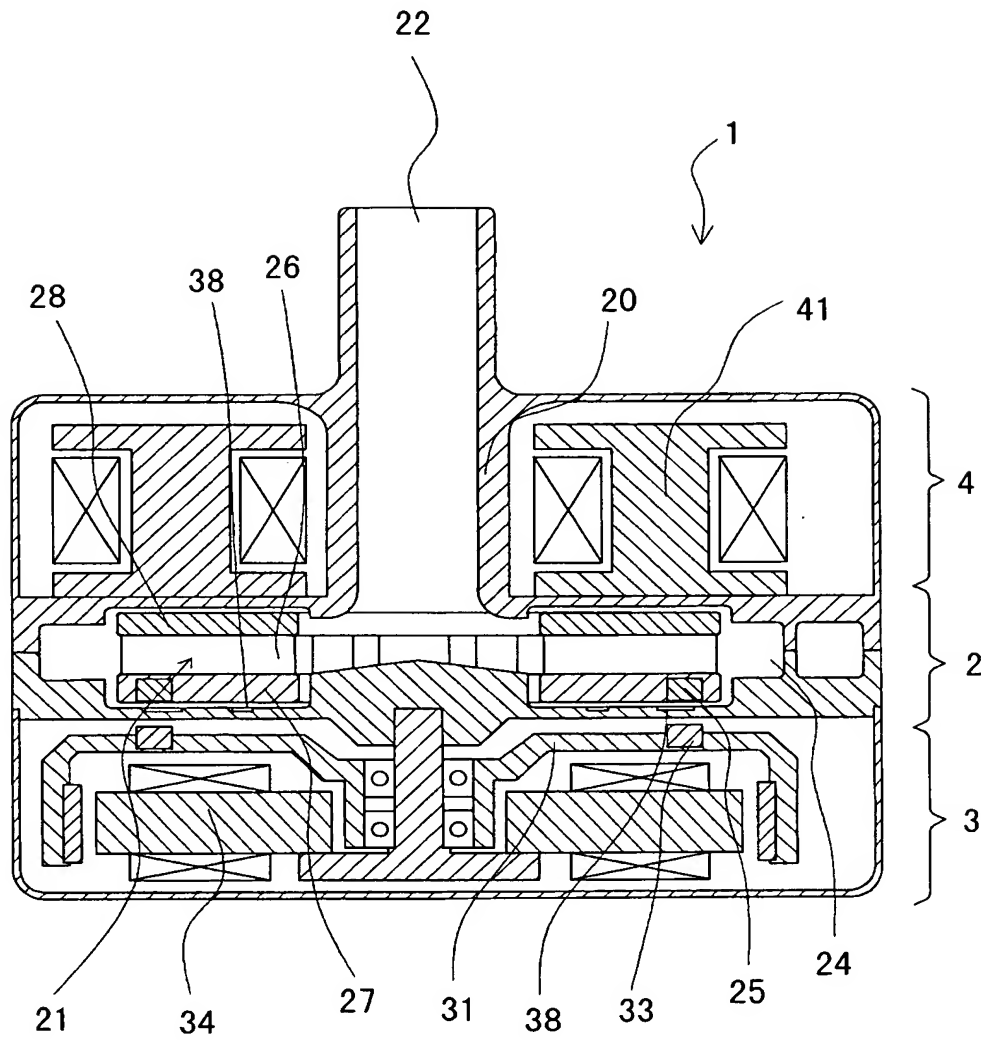
【図 2】



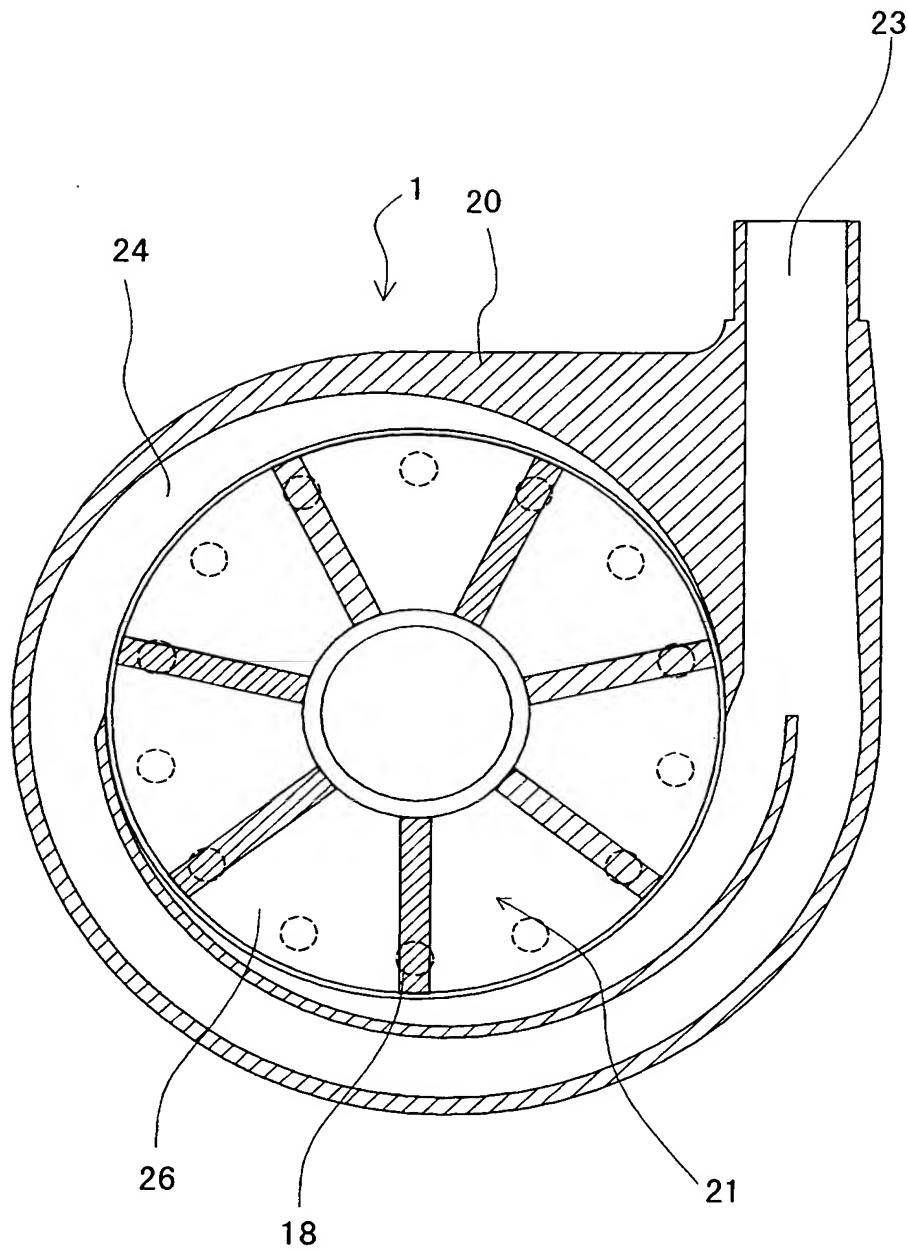
【図 3】



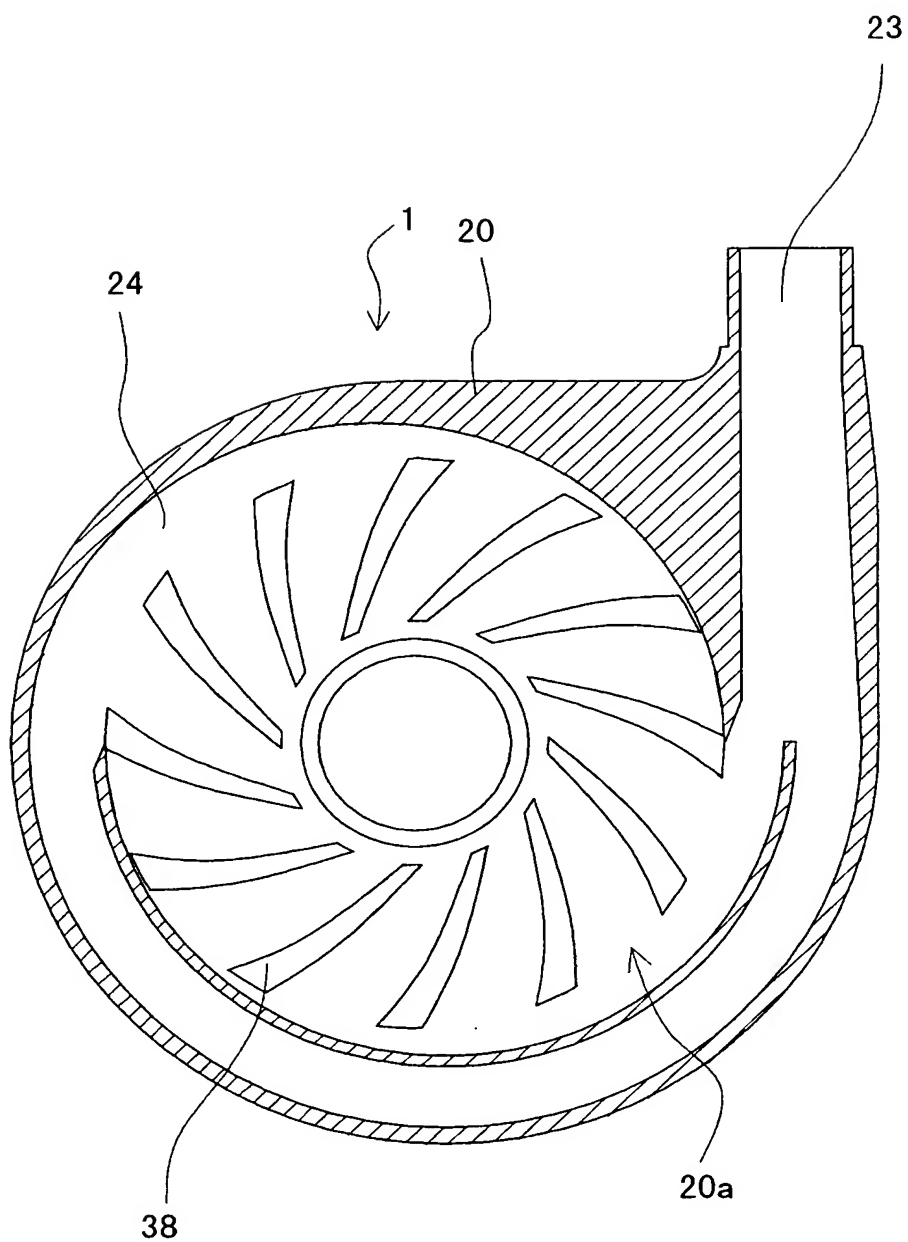
【図 4】



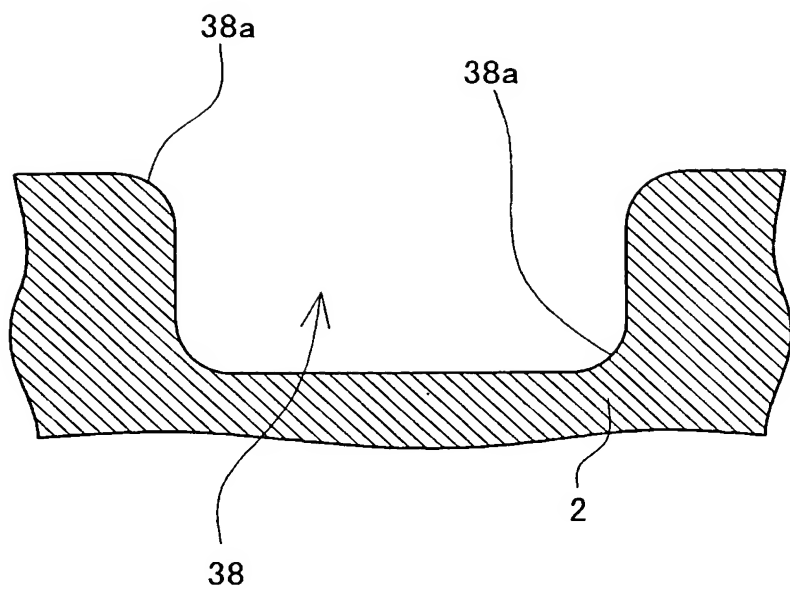
【図 5】



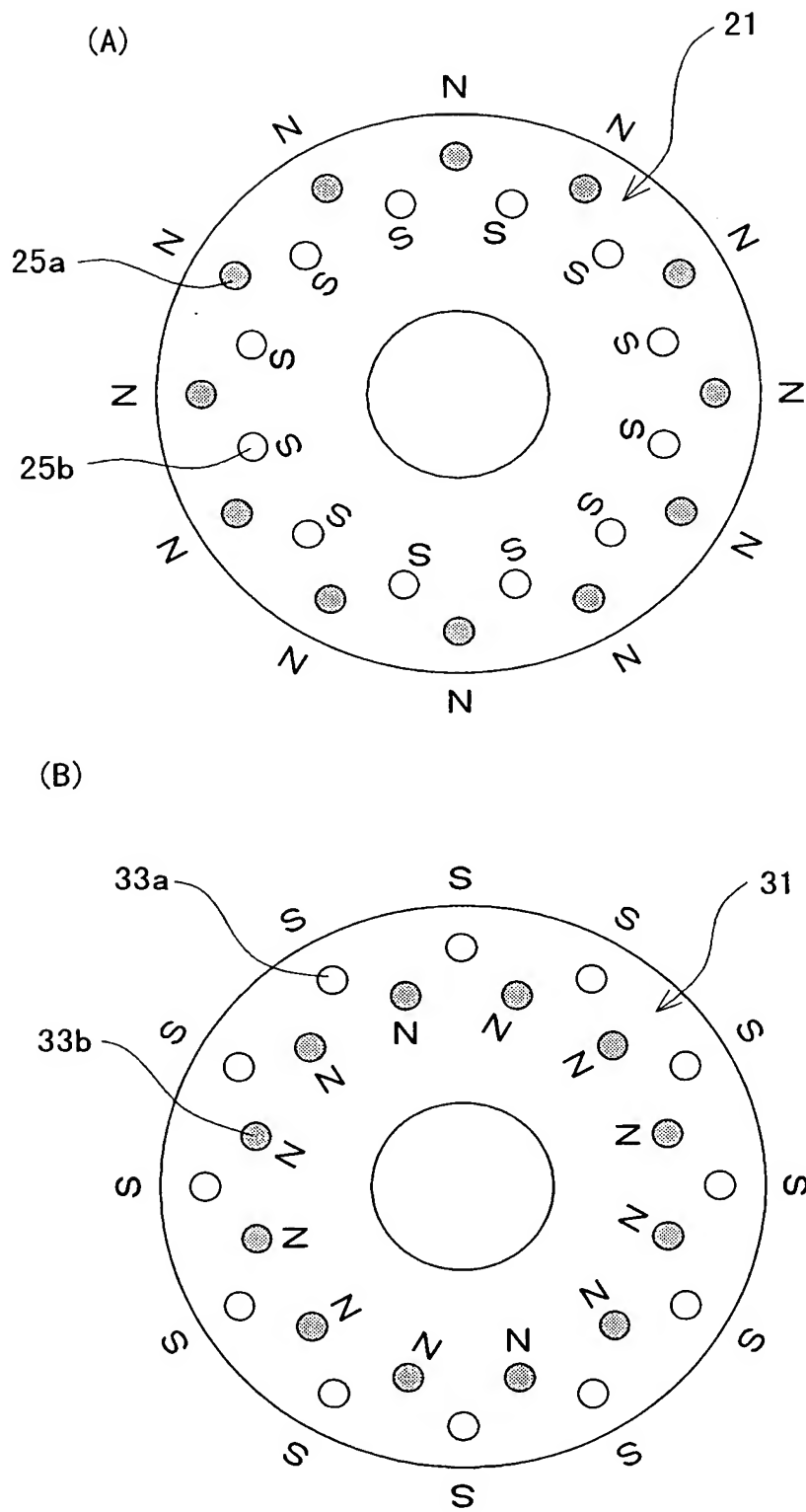
【図 6】



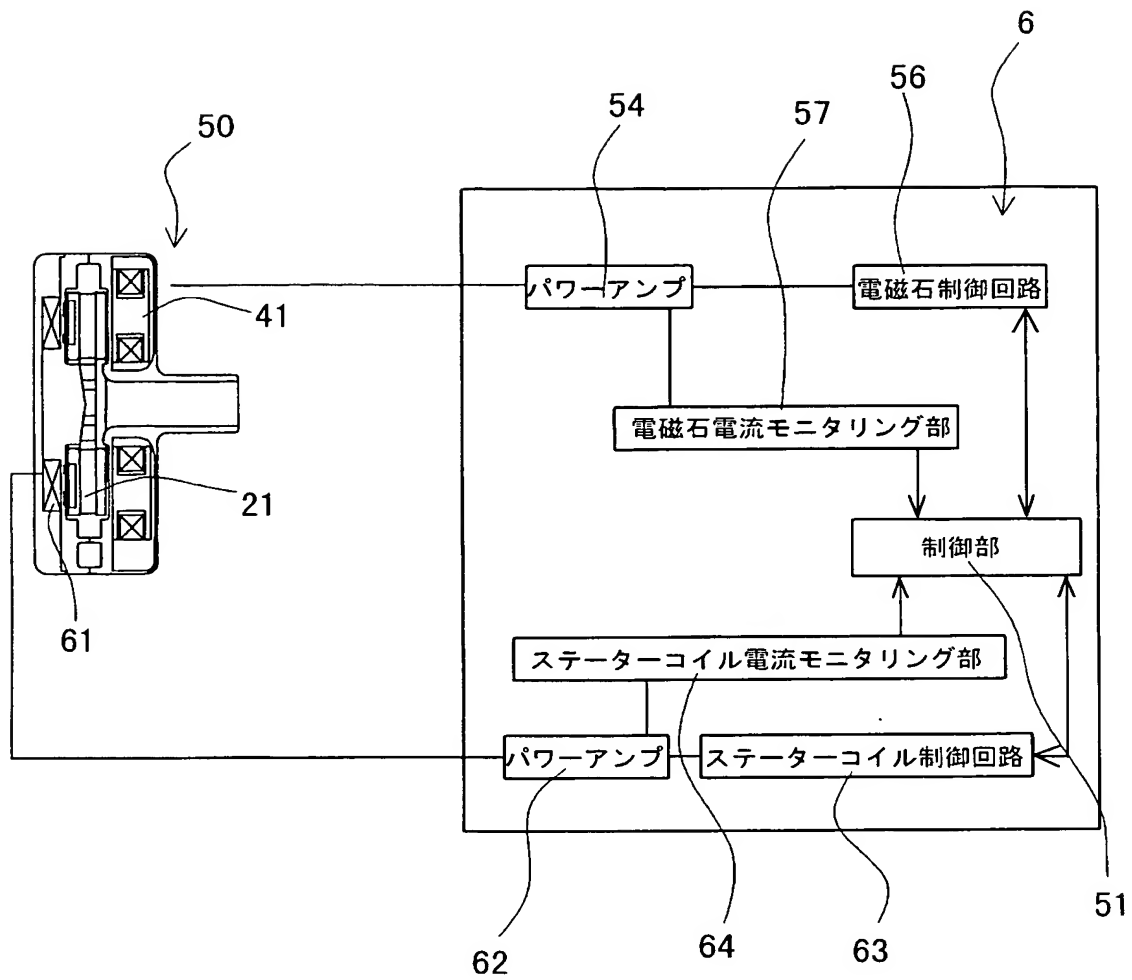
【図 7】



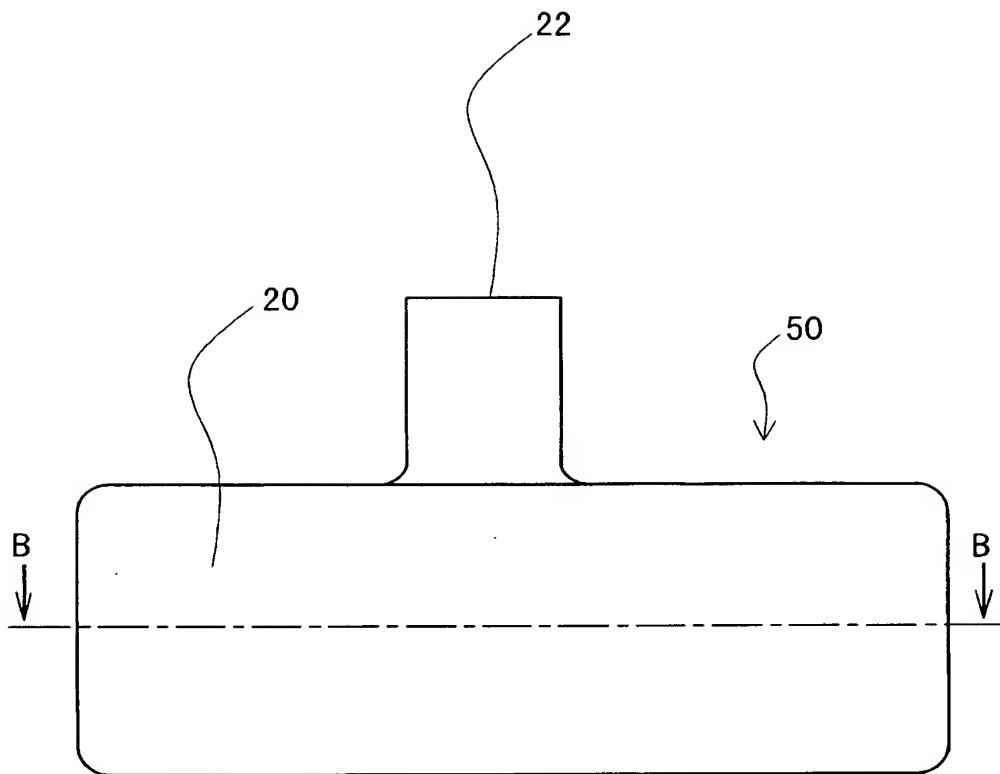
【図 8】



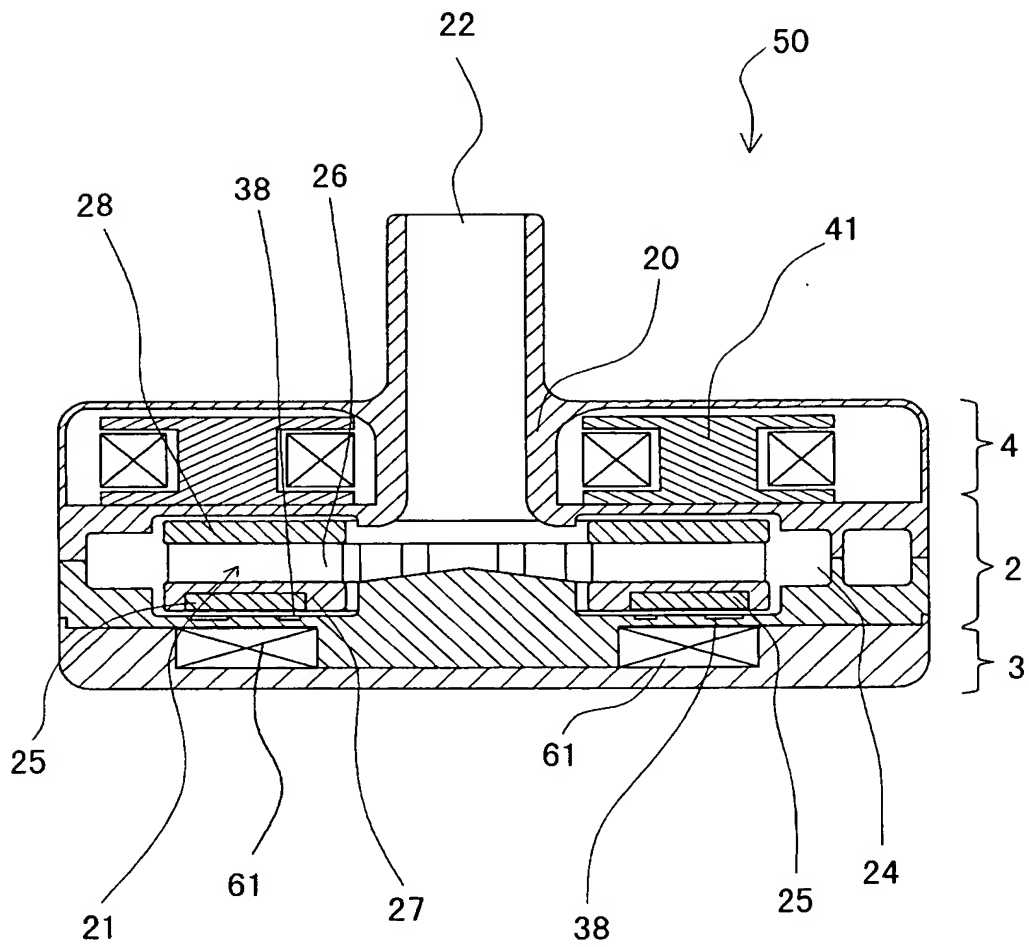
【図 9】



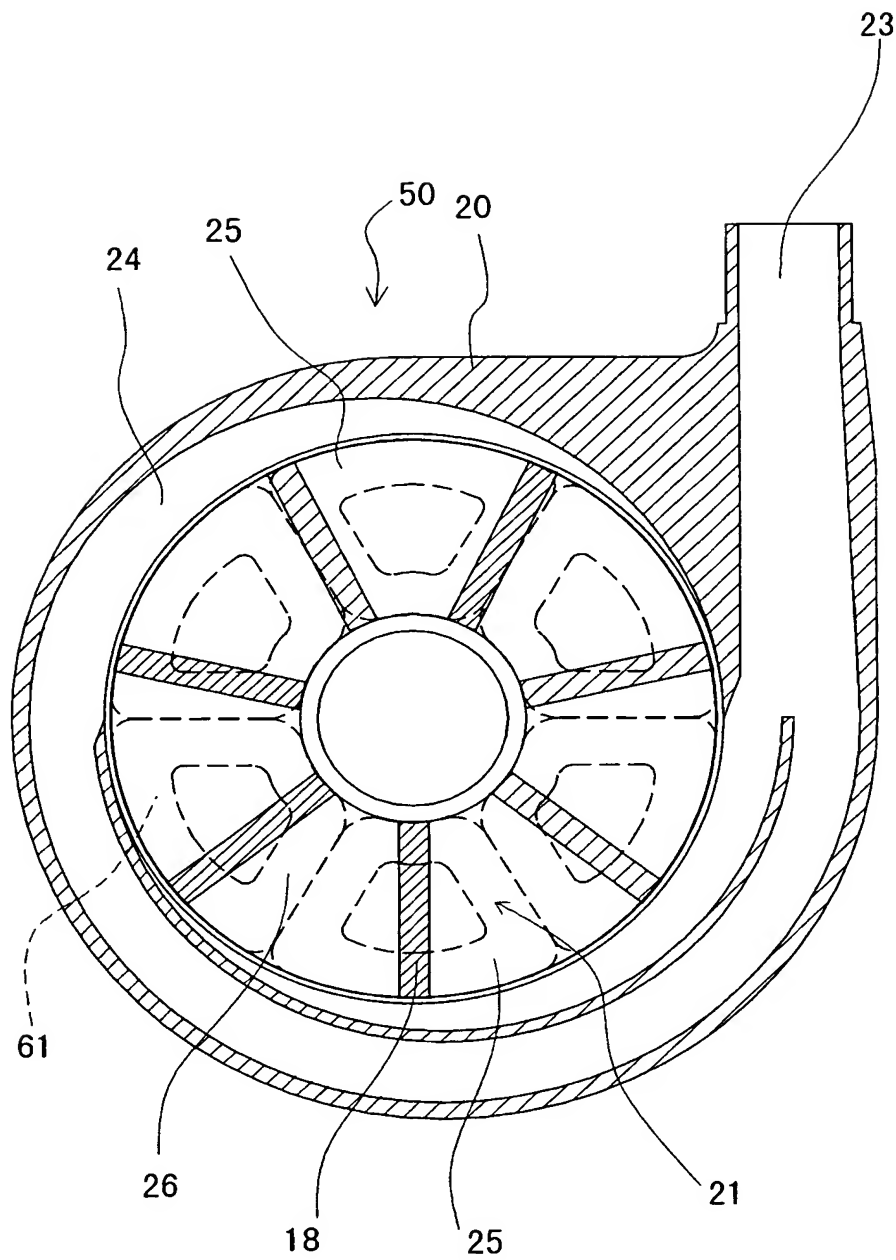
【図 10】



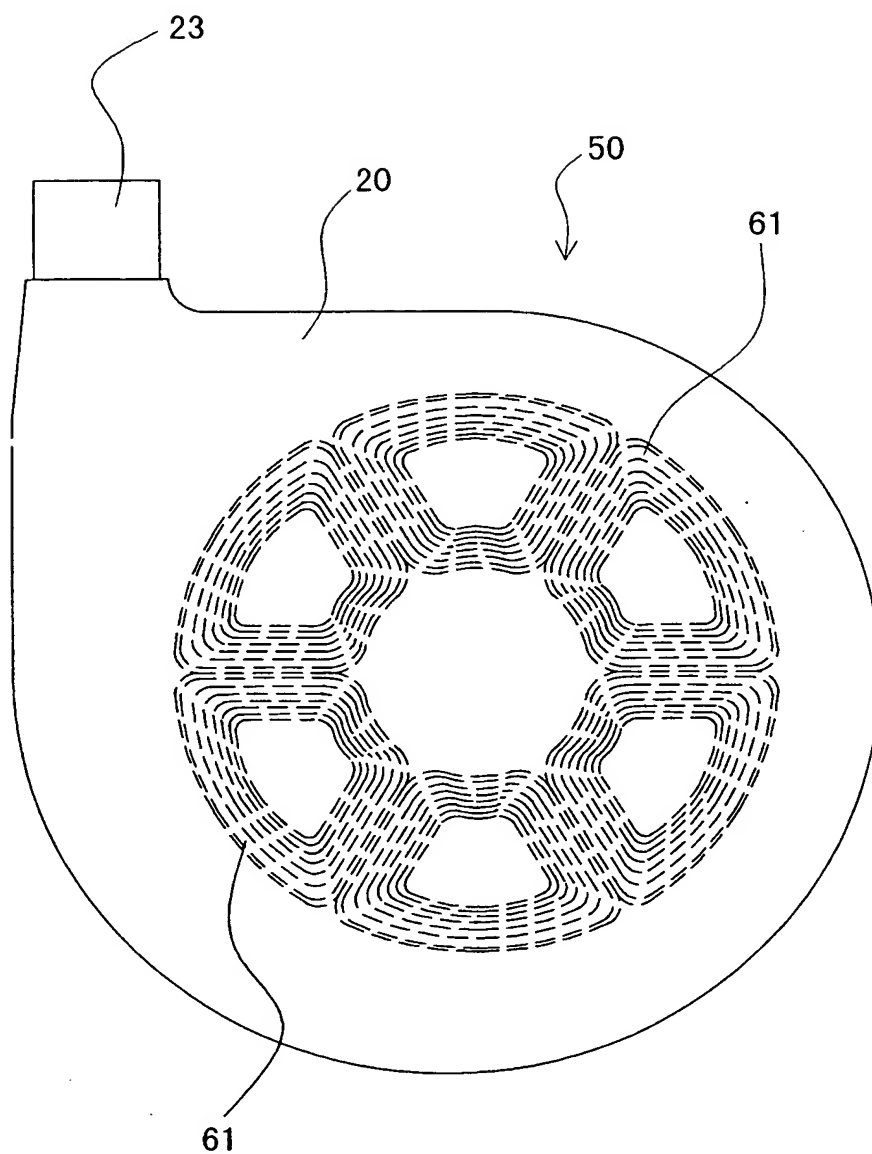
【図 11】



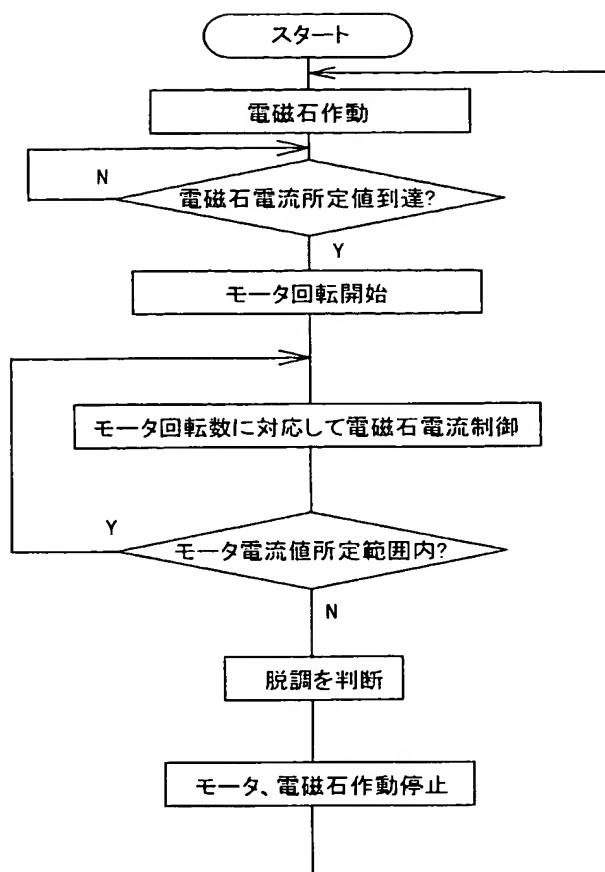
【図 12】



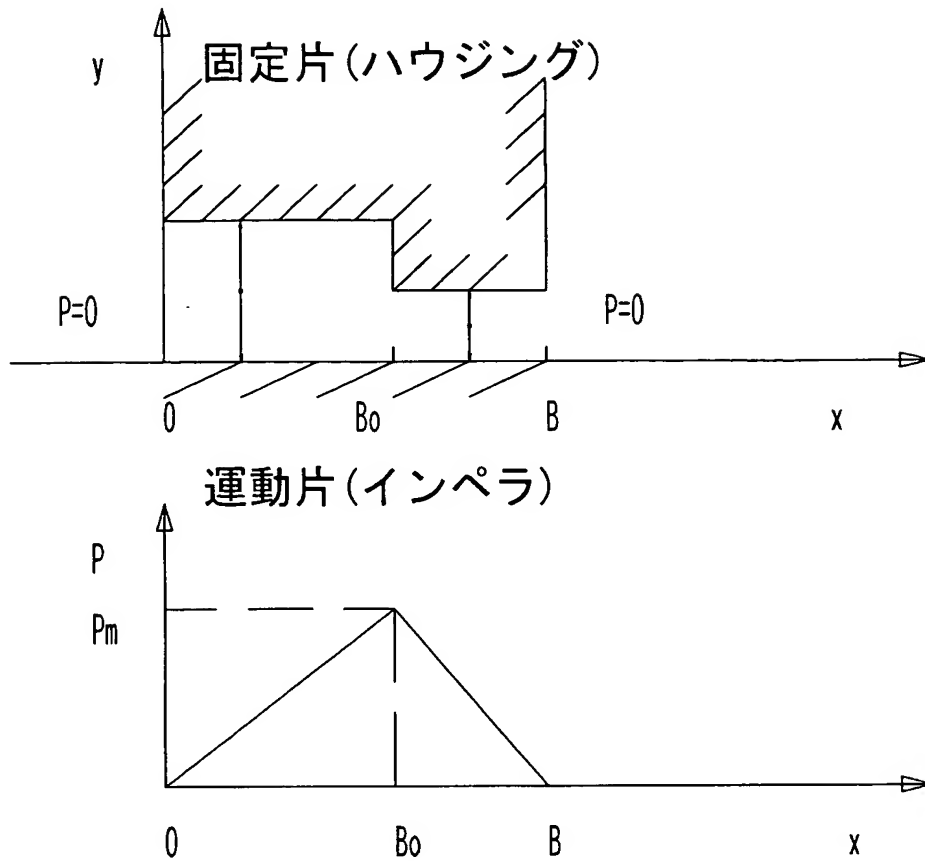
【図 13】



【図 14】

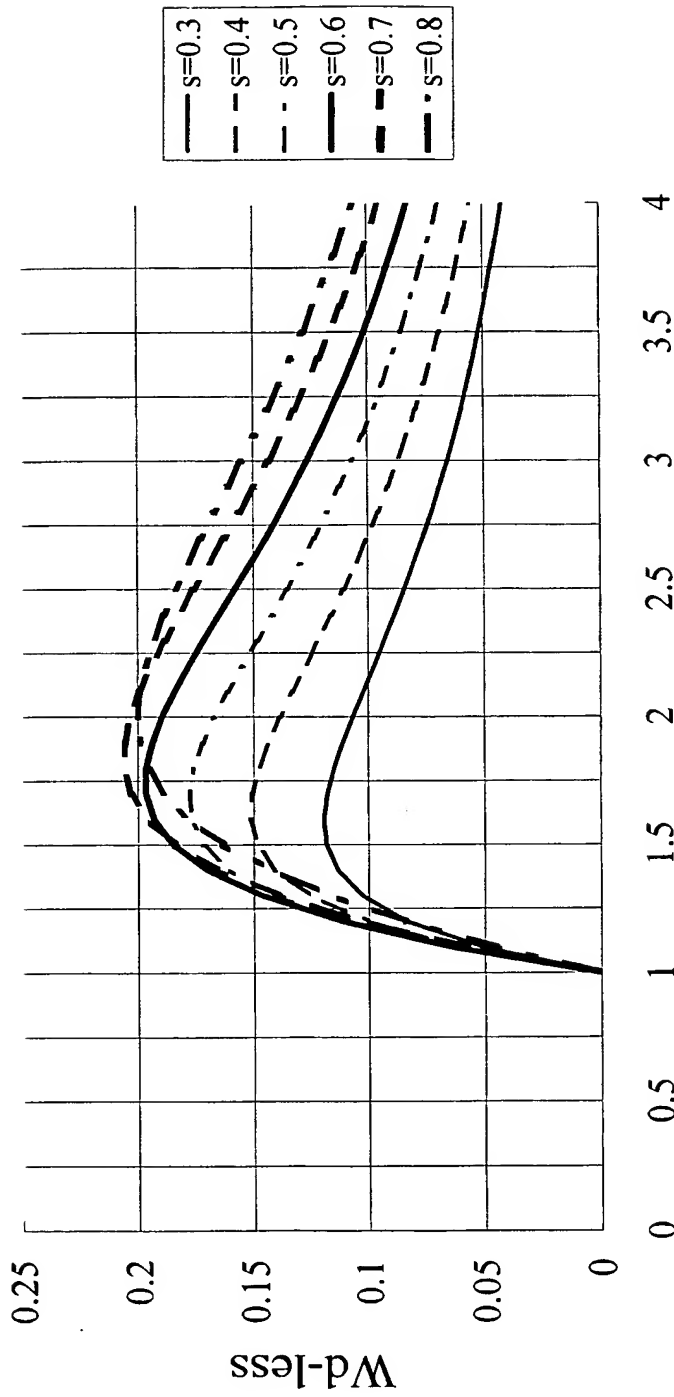


【図 15】



【図 16】

Dimensionless Load Wd-less (Hydrodynamic Bearing)



$a=h1/h2$ (溝部の高さ、ランド部の高さの比)

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 いわゆる動圧溝を利用して実質的にハウジングにインペラを非接触状態にて回転させる遠心式血液ポンプ装置とすることにより、位置センサを不要とし小型化を可能とするとともに、インペラとハウジング間の距離を確保でき、溶血の発生が少ない遠心式血液ポンプ装置を提供する。

【解決手段】 遠心式血液ポンプ装置 1 は、第 1 の磁性体 25 を備え、ハウジング 20 内で回転し、回転時の遠心力によって液体を送液するインペラ 21 を有する遠心ポンプ部 2 と、インペラ 21 の第 1 の磁性体 25 を吸引するための磁石 33 を備えるロータ 31 と、ロータ 31 を回転させるモータ 34 を備えるインペラ回転トルク発生部 3 と、ロータ 31 側のハウジング 20 の内面に設けられた動圧溝 38 を備える。ポンプ装置 1 は、インペラ 21 をロータ 31 の磁石 33 による吸引方向と反対方向に吸引し、インペラ 21 の浮上を補助するための電磁石 41 を備えている。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 2 - 3 6 5 0 3 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 0 9 5 4 3]

1 . 変 更 年 月 日

1 9 9 0 年 8 月 1 1 日

[変 更 理 由]

新 規 登 録

住 所

東 京 都 渋 谷 区 幡 ヶ 谷 2 丁 目 4 4 番 1 号

氏 名

テ ル モ 株 式 会 社

特願 2 0 0 2 - 3 6 5 0 3 9

出 願 人 履 歷 情 報

識別番号

[0 0 0 1 0 2 6 9 2]

1. 変更年月日
[変更理由]
住 所
氏 名

2 0 0 2 年 1 1 月 5 日
名称変更
大阪府大阪市西区京町堀 1 丁目 3 番 1 7 号
N T N 株式会社